

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/14 (2006.01)



[12] 实用新型专利说明书

专利号 ZL 200620075684.2

[45] 授权公告日 2007 年 9 月 5 日

[11] 授权公告号 CN 200942088Y

[22] 申请日 2006.8.25

[21] 申请号 200620075684.2

[73] 专利权人 冯纪高

地址 215128 江苏省苏州市吴中东路月浜二
村 19 幢 103 室

[72] 设计人 冯纪高

[74] 专利代理机构 苏州创元专利商标事务所有限公
司

代理人 陶海锋

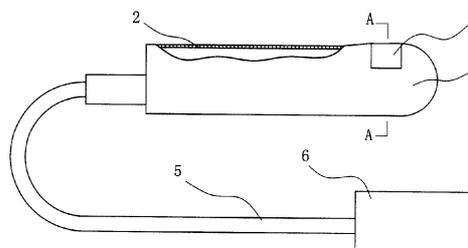
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

[54] 实用新型名称

腔体超声阵列探头

[57] 摘要

本实用新型公开了一种腔体超声阵列探头，包括细长形壳体，壳体上开设有探测孔，壳体内、对应于探测孔处设有阵列换能器，所述阵列换能器主要由复数个阵元排列组成，与壳体粘合密封连接，阵列换能器的输入输出端口经电缆线导出，电缆的末端设有电连接器，其特征在于：设置有两个所述阵列换能器，所述壳体上开设有两个探测孔，对应每一探测孔内设有一阵列换能器，该两个阵列换能器的扫描平面相互垂直布置。本实用新型利用两个扫描平面相垂直的阵列换能器实现两个不同界面上的切面图，从而使诊断观察范围扩大，提高诊断准确度，减轻患者的诊疗痛苦。



1. 一种腔体超声阵列探头，包括细长形壳体[1]，壳体上开设有探测孔，壳体内、对应于探测孔处设有阵列换能器，所述阵列换能器主要由复数个阵元排列组成，与壳体粘合密封连接，阵列换能器的输入输出端口经电缆线[5]导出，电缆的末端设有电连接器[6]，其特征在于：设置有两个所述阵列换能器，所述壳体[1]上开设有两个探测孔，对应每一探测孔内设有一阵列换能器，该两个阵列换能器的扫描平面相互垂直布置。

2. 根据权利要求1所述的腔体超声阵列探头，其特征在于：所述两个阵列换能器中一个阵列换能器发射的扫描线与另一个阵列换能器的扫描平面之间的夹角在 $0^{\circ} \sim 180^{\circ}$ 之间。

3. 根据权利要求1所述的腔体超声阵列探头，其特征在于：其中一个所述阵列换能器的扫描平面与另一个阵列换能器的扫描区域相交于该扫描区域的中间位置。

4. 根据权利要求1所述的腔体超声阵列探头，其特征在于：所述每个阵列换能器分别选用线阵列换能器[2]、凸阵列换能器[3]或相控阵列换能器[4]中的一种。

腔体超声阵列探头

技术领域

本实用新型涉及一种医疗器械的附件，具体涉及一种 B 型超声波阵列探头，用于在人体腔体内进行 B 型声波扫描成像。

背景技术

超声波广泛被运用是因为它有许多奇妙的特点：(1)由于超声波频率高、波长短，它可以像光那样沿直线传播，使得我们有可能向某些确定方向上发射超声波；(2)声波是纵波，可以顺利地对人体组织里传播；(3)超声波遇到不同的介质交界面时会产生反射波，这些特点构成了超声仪器在医学领域广泛应用的基础。B 超是医疗领域重要的诊断工具之一，通过探头向人体发射一组超声波，按一定的方向进行扫描，根据监测其回声的延迟时间、强弱、相位和频移就可以判断脏器的距离及性质，再经过电子电路和计算机的处理，形成了 B 超图像，医务人员可根据该图像为患者诊断病情。

B 超的一个关键部件是超声探头，一般的探头由壳体、设置于壳体内的阵列换能器及导出阵列换能器信号的输出缆线和连接器组成，所述阵列换能器由一组具有压电效应的特殊晶体制成（阵元），这种压电晶体在特定方向上加上电压后，晶体会发生形变，反过来当晶体发生形变时，对应方向上就会产生电压，实现了电信号与超声波的转换。

现有技术中，应用于腔体超声探头上的阵列换能器一般选用线阵列、凸阵列或是相控阵列中的一种，利用这类腔体超声探头可以获得如食道、阴道、直肠及其周边组织的动态切面超声图像，但只能获得一个方向的图像，无法同时得到动态显示纵向和横向二幅不同界面的超声切面图，造成了观察和诊断上的局限性。

为解决上述问题，一种可以考虑的方案是，分别采用两种带有不同方向阵列换能器的探头重复检查，以获得纵、横两切面上的 B 超图像，然而使用该方法必将增加患者的诊疗痛苦，以及医务人员操作上的烦琐，两次检查也

易出现误差，造成误诊。

发明内容

本实用新型目的是提供一种腔体超声阵列探头，在检查时可同时实现两个方向上的动态 B 超成像，从而有效提高诊断准确率，同时减少患者的检查痛苦。

为达到上述目的，本实用新型采用的技术方案是：一种腔体超声阵列探头，包括细长形壳体，壳体上开设有探测孔，壳体内、对应于探测孔处设有阵列换能器，所述阵列换能器主要由复数个阵元排列组成，与壳体粘合密封连接，阵列换能器的输入输出端口经电缆线导出，电缆的末端设有电连接器，其中，设置有两个所述阵列换能器，所述壳体上开设有两个探测孔，对应每一探测孔内设有一阵列换能器，该两个阵列换能器的扫描平面相互垂直布置。

上述技术方案中，常用的阵列换能器根据组成阵元及排列形式的不同，可分为线阵列换能器、凸阵列换能器及相控阵列换能器三种，由复数个阵元以阵列方式排列组成，每一个（或相邻几个）阵元发射的超声波形成扫描线，随时间变化以一定频率依次发射的扫描线构成换能器的扫描区域，该区域所在的平面即为扫描平面，壳体与阵列换能器之间通过胶体粘合，可以采用如国标食品级硅胶或是其它胶体，选用与组成阵列换能器阵元数相匹配的多芯同轴电缆，用于传导阵列换能器的输入输出信号，经电连接器（如多芯插头）接至后续的 B 超图象处理系统中去。具体使用时，当阵列换能器分别获得激励脉冲后发射扫描线，经过延迟后再由阵列换能器接受反射回的回声信号，阵列换能器接收回来的回声信号经过滤波、对数放大等信号处理，然后由 DSC 电路进行数字变换形成数字信号，在 CPU 控制下进一步进行图像处理，再同图表形成电路和测量电路一起合成视频信号送给显示器形成 B 超图像，而通过由两个扫描平面相互垂直的阵列换能器同时工作，便能同时获得腔体内动态的横向切面与纵向切面二幅不同界面的超声图，从而便于进行诊断。

上述技术方案中，所述两个阵列换能器中一个阵列换能器发射的扫描线与另一个阵列换能器的扫描平面之间的夹角在 $0^{\circ} \sim 180^{\circ}$ 之间。

优选的方案是,其中一个所述阵列换能器的扫描平面与另一个阵列换能器的扫描区域相交于该扫描区域的中间位置。

上述技术方案中,所述每个阵列换能器分别选用线阵列换能器、凸阵列换能器或相控阵列换能器中的一种。可根据不同的需要进行搭配,分别形成线阵列—凸阵列、线阵列—相控阵列、线阵列—线阵列、凸阵列—凸阵列凸阵列—相控阵列、相控阵列—相控阵列中的一种组合。

由于上述技术方案运用,本实用新型与现有技术相比具有的优点是:

1. 由于本实用新型在同一超声阵列探头的壳体上固定设置了两个阵列换能器,且其扫描平面互相垂直,因而同时可获得腔体内动态的横向与纵向两个不同界面的切面超声图像,扩大了一次诊断的观察范围,有助于提高诊断效率及准确度,缩短对患者的检查时间,从而减轻患者的诊疗痛苦。

2. 本实用新型的壳体为细长形,适合在腔体如食道、阴道、直肠内使用,由于采用两个阵列换能器相邻布置,占用空间小,解决了在腔体内超声阵列控头运动范围受限造成诊断困难的问题。

附图说明

附图 1 为本实用新型实施例一的结构示意图;

附图 2 为图 1 的 A-A 向局部剖视示意图;

附图 3 为本实用新型实施例二的结构示意图;

附图 4 为图 3 的 B-B 向局部剖视示意图;

附图 5 为本实用新型实施例三的结构示意图;

附图 6 为图 5 的 C-C 向局部剖视示意图;

附图 7 为本实用新型实施例四的结构示意图;

附图 8 为图 7 的 D-D 向局部剖视示意图;

附图 9 为本实用新型实施例五的结构示意图;

附图 10 为图 9 的 E-E 向局部剖视示意图;

附图 11 为本实用新型实施例六的结构示意图;

附图 12 为图 11 的 F-F 向局部剖视示意图。

其中: 1、壳体; 2、线阵列换能器; 3、凸阵列换能器; 4、相控阵列换

能器；5、电缆线；6、连接器。

具体实施方式

下面结合附图及实施例对本实用新型作进一步描述：

实施例一：参见附图 1、2 所示，一种腔体超声阵列探头，包括采用国标食品级 PC 塑料制成的壳体 1，壳体上分别开设有 15×60 毫米和 11×18 毫米的两个探测孔，壳体内、对应于探测孔处设有两个阵列换能器，其中一个阵列换能器为 $5\text{MHz} \times 64$ 阵元的线阵列换能器 2，另一个为 $5\text{MHz} \times 64/\text{R}10$ 凸阵列换能器 3，分别位于上述探测孔处并经国标食品级硅胶与壳体粘合密封连接，且该两个阵列换能器的扫描平面相互垂直，其中一个线阵列换能器 2 的阵元所发射的扫描线与凸阵列换能器 3 的扫描平面平行（夹角为 0° ），即线阵列换能器 2 与凸阵列换能器 3 在壳体的同一侧（如图 1 所示），线阵列换能器 2 的扫描线位于凸阵列换能器 3 扫描区域的中间，两个换能器的信号输入输出端分别经与组成阵列换能器阵元数相匹配的多芯同轴电缆线 5 导出，由电缆线末端的电连接器 6 多芯插头与后续的 B 超处理系统连接。

实施例二：参见附图 3、4 所示，一种腔体超声阵列探头，包括国标食品级的塑料壳体 1，壳体上开设有两个探测孔，壳体内、对应于探测孔处设有两个阵列换能器，其中一个阵列换能器为线阵列换能器 2，另一个为相控阵列换能器 4，分别经国标食品级硅胶与壳体粘合密封连接，且该两个阵列换能器的扫描平面相互垂直，其中线阵列换能器 2 的阵元所发射的扫描线与相控阵列换能器 4 的扫描平面夹角为 45° ，即线阵列换能器位于壳体 1 的上表面，相控阵列换能器位于壳体 1 前端 45° 的斜表面上（如图 3 所示），线阵列换能器 2 的扫描线位于相控阵列换能器 4 扫描区域的中间，两个换能器的信号输出端分别经电缆线导出，由电缆末端的电连接器多芯插头与后续的 B 超处理系统连接。

实施例三：参见附图 5、6 所示，一种腔体超声阵列探头，包括塑料壳体，壳体 1 上开设有两个探测孔，壳体内、对应于探测孔处设有两个阵列换能器，两个阵列换能器均采用凸阵列换能器 3，分别经国标食品级硅胶与壳体粘合密封连接，且该两个阵列换能器的扫描平面相互垂直，其中一凸阵列

换能器 3 位于壳体的上表面，另一凸阵列换能器 3 位于壳体 1 的前端，两个阵列换能器的中间阵元所发射的扫描线构成的夹角为 90° （如图 5 所示），两个换能器的信号输出端分别经电缆线导出，由电缆末端的电连接器与后续的 B 超处理系统连接。

实施例四：参见附图 7、8 所示，本实施例中基本结构与实施例一相类似，不同点在于，两个阵列换能器中一个为凸阵列换能器 3，而另一个为相控阵列换能器 4，凸阵列换能器 3 位于壳体 1 的上表面，相控阵列换能器 4 位于壳体的下表面，两个阵列换能器中的单个阵元发射的扫描线之间的夹角为 180° （如图 7 所示）。

实施例五：参见附图 9、10 所示，本实施例中基本结构与实施例二相类似，不同点在于，位于壳体 1 前端斜面上的阵列换能器亦为线阵列换能器 2（如图 9 所示）。

实施例六：参见附图 11、12 所示，本实施例中基本结构与实施例二相类似，不同点在于，两个阵列换能器均为相控阵列换能器 4，其中一个相控阵列换能器 4 位于壳体 1 的上表面，而另一个相控阵列换能器位于壳体前端的斜面上，两个阵列换能器中的单个阵元发射的扫描线之间的夹角为 135° （如图 11 所示）。

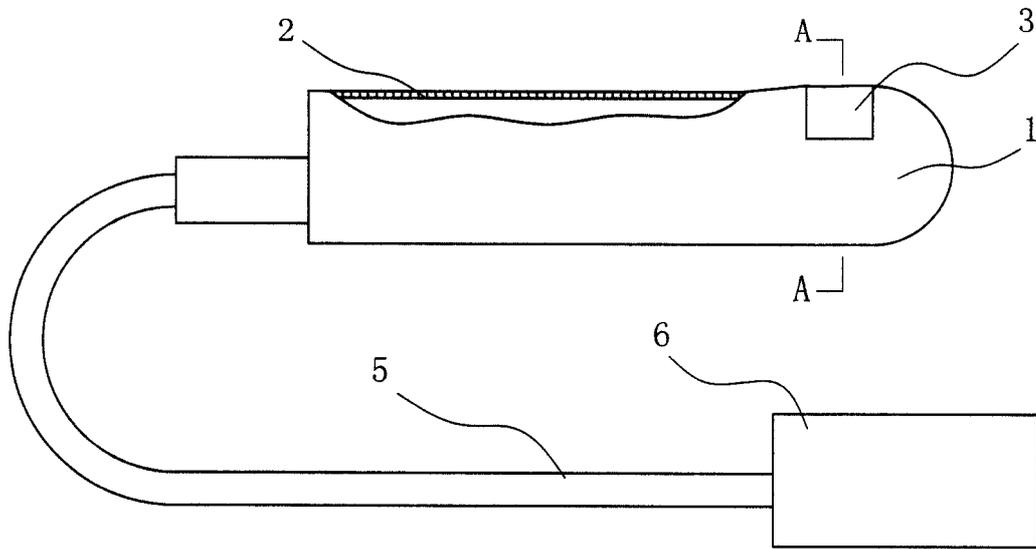


图1

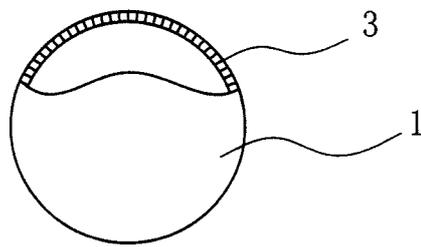


图2

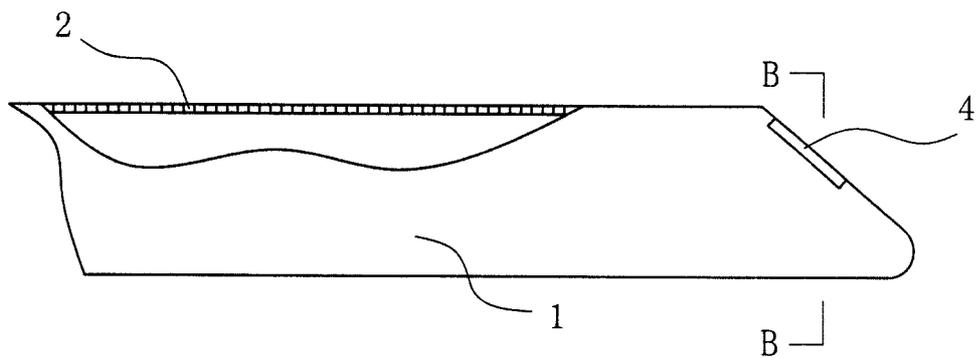


图3

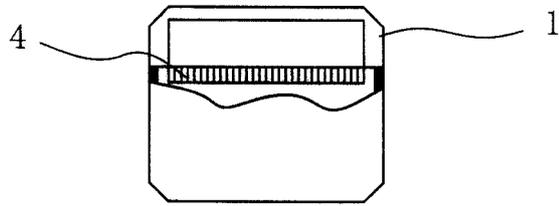


图4

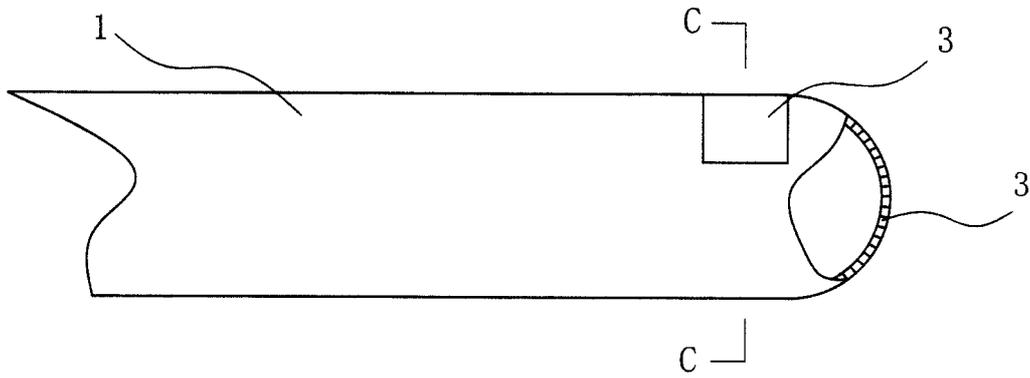


图5

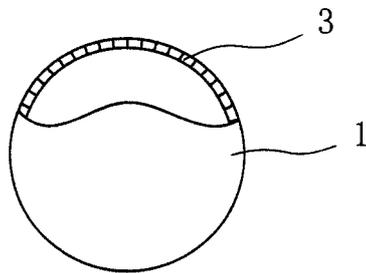


图6

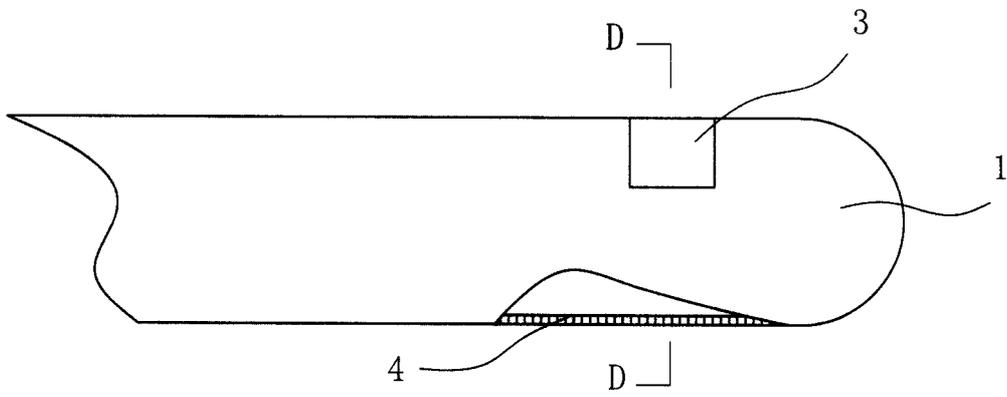


图7

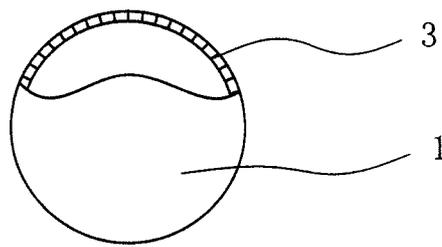


图8

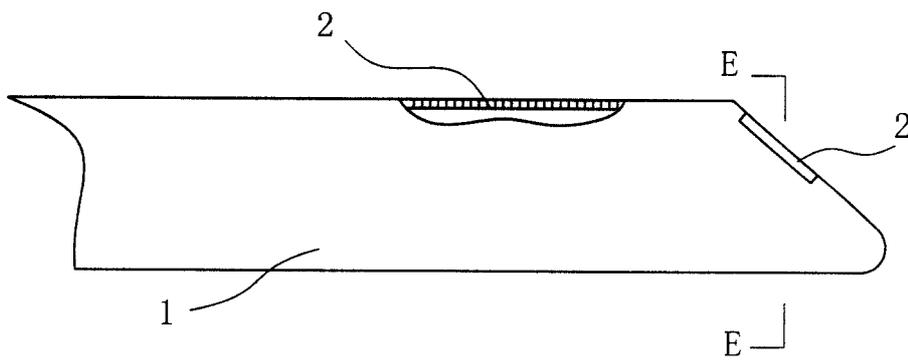


图9

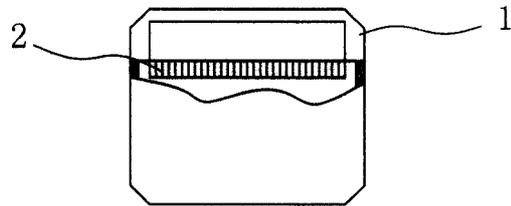


图10

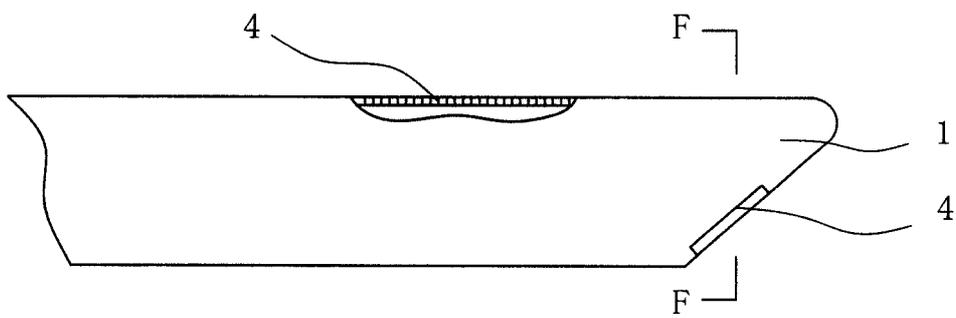


图11

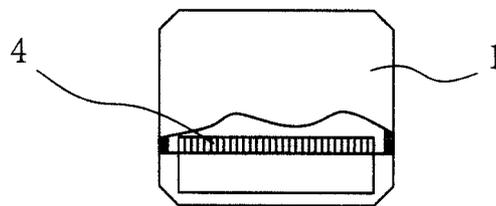


图12

专利名称(译)	腔体超声阵列探头		
公开(公告)号	CN200942088Y	公开(公告)日	2007-09-05
申请号	CN200620075684.2	申请日	2006-08-25
[标]发明人	冯纪高		
发明人	冯纪高		
IPC分类号	A61B8/14		
代理人(译)	陶海锋		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本实用新型公开了一种腔体超声阵列探头，包括细长形壳体，壳体上开设有探测孔，壳体内、对应于探测孔处设有阵列换能器，所述阵列换能器主要由复数个阵元排列组成，与壳体粘合密封连接，阵列换能器的输入输出端口经电缆线导出，电缆的末端设有电连接器，其特征在于：设置有两个所述阵列换能器，所述壳体上开设有两个探测孔，对应每一探测孔内设有一阵列换能器，该两个阵列换能器的扫描平面相互垂直布置。本实用新型利用两个扫描平面相垂直的阵列换能器实现两个不同界面上的切面图，从而使诊断观察范围扩大，提高诊断准确度，减轻患者的诊疗痛苦。

